

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

CERTIFICATE OF HAND DELIVERY

I hereby certify that this correspondence is being hand filed with the United States Patent and Trademark Office in Washington, D.C. on April 13, 2004.


Geraldine Maddox

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In the application of:

Hironori SATOH et al.

Serial No.: Not Yet Assigned

Filing Date: April 13, 2004

For: PULSE WAVE MEASURING
APPARATUS THAT CAN
CALCULATE EARLY SYSTOLIC
COMPONENT AND LATE SYSTOLIC
COMPONENT PROPERLY FROM
ORIGINAL WAVEFORM

Examiner: Not Yet Assigned

Group Art Unit: Not Yet Assigned

SUBMISSION OF CERTIFIED FOREIGN PRIORITY DOCUMENT

U.S. Patent and Trademark Office
2011 South Clark Place
Customer Window, Mail Stop Applications
Crystal Plaza Two, Lobby, Room 1B03
Arlington, VA 22202

Sir:

Under the provisions of 35 USC 119, Applicants hereby claim the benefit of the filing of Japanese patent application No. 2003-111839, filed April 16, 2003.

The certified priority document is attached to perfect Applicant's claim for priority.

It is respectfully requested that the receipt of the certified copy attached hereto be acknowledged in this application.

In the event that the transmittal letter is separated from this document and the Patent and Trademark Office determines that an extension and/or other relief is required, applicant petitions for any required relief including extensions of time and authorizes the Commissioner to charge the cost of such petitions and/or other fees due in connection with the filing of this document to **Deposit Account No. 03-1952** referencing **163852021100**.

Dated: April 13, 2004

Respectfully submitted,

By: 

Barry E. Bretschneider
Registration No. 28,055

Morrison & Foerster LLP
1650 Tysons Boulevard, Suite 300
McLean, Virginia 22102
Telephone: (703) 760-7743
Facsimile: (703) 760-7777

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 2003年 4月16日
Date of Application:

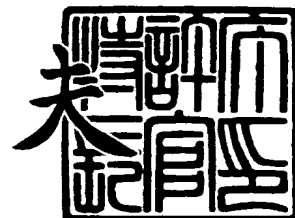
出願番号 特願2003-111839
Application Number:
[ST. 10/C]: [JP2003-111839]

出願人 オムロンヘルスケア株式会社
Applicant(s):

2004年 3月 2日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井 康夫



出証番号 出証特2004-3015874

【書類名】 特許願

【整理番号】 1030367

【提出日】 平成15年 4月16日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/02

【発明者】

【住所又は居所】 京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 株式会社オムロン
ライフサイエンス研究所内

【氏名】 佐藤 博則

【発明者】

【住所又は居所】 京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 株式会社オムロン
ライフサイエンス研究所内

【氏名】 北脇 知己

【特許出願人】

【識別番号】 000002945

【氏名又は名称】 オムロン株式会社

【代理人】

【識別番号】 100064746

【弁理士】

【氏名又は名称】 深見 久郎

【選任した代理人】

【識別番号】 100085132

【弁理士】

【氏名又は名称】 森田 俊雄

【選任した代理人】

【識別番号】 100083703

【弁理士】

【氏名又は名称】 仲村 義平

【選任した代理人】

【識別番号】 100096781

【弁理士】

【氏名又は名称】 堀井 豊

【選任した代理人】

【識別番号】 100098316

【弁理士】

【氏名又は名称】 野田 久登

【選任した代理人】

【識別番号】 100109162

【弁理士】

【氏名又は名称】 酒井 將行

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 008693

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0209959

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 脈波測定装置および生体波解析プログラム

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 1 拍の脈波から多次微分波を算出して多次微分特徴点を得る第 1 の算出手段と、

前記 1 拍の脈波の所定区間における、前記算出された特定の多次微分特徴点の有無に応じて、収縮期前方成分と収縮期後方成分とのうちの前記所定区間に応じた方の成分を、前記特定の多次微分特徴点を用いて算出する第 2 の算出手段とを備える、脈波測定装置。

【請求項 2】 前記所定区間は、前記 1 拍の脈波の開始から脈波最大点までの上昇脚の区間であって、

前記第 2 の算出手段は、前記上昇脚の区間に前記特定の多次微分特徴点が存在する場合に、前記多次微分特徴点を用いて収縮期前方成分を算出する、請求項 1 に記載の脈波測定装置。

【請求項 3】 前記脈波が、前記特定の多次微分特徴点の位置が前記脈波最大点に近づき、最終的に前記脈波最大点に一致して消失する直前の脈波である場合に、前記第 2 の算出手段は、前記収縮期前方成分の算出に、前記脈波最大点を用いる、請求項 2 に記載の脈波測定装置。

【請求項 4】 前記所定区間は、脈波最大点から前記脈波最大点の次の切痕点までの下降脚の区間であって、

前記第 2 の算出手段は、前記下降脚の区間に前記特定の多次微分特徴点が存在する場合に、前記多次微分特徴点を用いて収縮期後方成分を算出する、請求項 1 に記載の脈波測定装置。

【請求項 5】 前記脈波が、前記特定の多次微分特徴点の位置が前記脈波最大点に近づき、最終的に前記脈波最大点に一致して消失する直前の脈波である場合に、前記第 2 の算出手段は、前記収縮期後方成分の算出に、前記脈波最大点を用いる、請求項 4 に記載の脈波測定装置。

【請求項 6】 前記脈波が、前記特定の多次微分特徴点の位置が前記切痕点に近づき、最終的に前記切痕点に一致して消失する直前の脈波である場合に、前

記第2の算出手段は、前記収縮期後方成分の算出に、前記切痕点を用いる、請求項4に記載の脈波測定装置。

【請求項7】 前記特定の多次微分特徴点は、3次微分波の極小点である、請求項1～3のいずれかに記載の脈波測定装置。

【請求項8】 前記特定の多次微分特徴点は、3次微分波の極大点である、請求項1、4～6のいずれかに記載の脈波測定装置。

【請求項9】 第1の波形と第2の波形とが合成されてなる生体波の解析をコンピュータに実行させる生体波解析プログラムであって、

1拍の生体波から多次微分波を算出して多次微分特徴点を得る第1の算出ステップと、

前記1拍の生体波の所定区間における、前記算出された特定の多次微分特徴点の有無に応じて、前記第1の波形と前記第2の波形とのうちの前記所定区間に応じた方の波形を、前記特定の多次微分特徴点を用いて算出する第2の算出ステップとを実行させる、生体波解析プログラム。

【請求項10】 前記所定区間は、前記1拍の生体波の開始から最大点までの上昇脚の区間であって、

前記第2の算出ステップは、前記上昇脚の区間に前記特定の多次微分特徴点が存在する場合に、前記多次微分特徴点を用いて前記第1の波形を算出する、請求項9に記載の生体波解析プログラム。

【請求項11】 前記生体波が、前記特定の多次微分特徴点の位置が前記最大点に近づき、最終的に前記最大点に一致して消失する直前の生体波である場合に、前記第2の算出ステップは、前記第1の波形の算出に、前記最大点を用いる、請求項10に記載の生体波解析プログラム。

【請求項12】 前記所定区間は、最大点から前記最大点の次の切痕点までの下降脚の区間であって、

前記第2の算出ステップは、前記下降脚の区間に前記特定の多次微分特徴点が存在する場合に、前記多次微分特徴点を用いて前記第2の波形を算出する、請求項9に記載の生体波解析プログラム。

【請求項13】 前記生体波が、前記特定の多次微分特徴点の位置が前記最

大点に近づき、最終的に前記最大点に一致して消失する直前の生体波である場合に、前記第2の算出ステップは、前記第2の波形の算出に、前記最大点を用いる、請求項12に記載の生体波解析プログラム。

【請求項14】 前記生体波が、前記特定の多次微分特徴点の位置が前記切痕点に近づき、最終的に前記切痕点に一致して消失する直前の生体波である場合に、前記第2の算出ステップは、前記第2の波形の算出に、前記切痕点を用いる、請求項12に記載の生体波解析プログラム。

【請求項15】 前記特定の多次微分特徴点は、3次微分波の極小点である、請求項9～11のいずれかに記載の生体波解析プログラム。

【請求項16】 前記特定の多次微分特徴点は、3次微分波の極大点である、請求項9、12～14のいずれかに記載の生体波解析プログラム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は脈波測定装置および生体波解析プログラムに関し、特に、的確に原波形から収縮期前方成分と収縮期後方成分とを算出できる脈波測定装置および生体波解析プログラムに関する。

【0002】

【従来の技術】

血圧は、心臓の収縮と拡張とによって生ずる血流が動脈血管の内壁に及ぼす圧力であって、心臓の収縮期に相当する血圧である収縮期血圧と、拡張期に相当する血圧である拡張期血圧とから構成されている。動脈内血圧のなす脈圧波は、心臓からの血液の駆出によって生ずる収縮期前方成分（進行波）と主に末梢血管からの反射によって生ずる収縮期後方成分（反射波）との合成波であって、その両成分間には変曲点が存在する。

【0003】

このような脈波の波形は、測定部位が末梢になるほど変化する。具体的には、測定部位が末梢となるにしたがって、収縮期前方成分に比べて収縮期後方成分が低下する。

【0004】

特許文献1は、このような脈波の原波形の4次微分波を求めることで、収縮期前方成分と収縮期後方成分とを自動的に解析する自動血圧測定装置を開示している。

【0005】**【特許文献1】**

特開平7-39530号公報

【0006】**【発明が解決しようとする課題】**

しかしながら、特許文献1に開示されているような従来の自動血圧装置にあっては、原波形と4次微分波とから収縮期後方成分を求める処理を行なうため、原波形の4次微分波の特徴点が複数点存在し選択すべき特徴点が不明瞭である場合や、収縮期後方成分を求める手法が当該波形の測定部位とは異なる測定部位用の手法である場合などに、収縮期後方成分を求めることができないという問題があった。また、脈波を同一場所で測定する場合でも血管壁の硬度などによる反射波の発生するタイミングやその大きさなどが異なるため脈波の波形が変化し、収縮期後方成分を求めることができないという問題があった。

【0007】

本発明はこのような問題に鑑みてなされたものであって、予め脈波波形を分類し、的確に原波形から収縮期前方成分と収縮期後方成分とを算出できる脈波測定装置および生体波解析プログラムを提供することを目的とする。

【0008】**【課題を解決するための手段】**

上記目的を達成するために、本発明のある局面に従うと、脈波測定装置は、1拍の脈波から多次微分波を算出して多次微分特徴点を得る第1の算出手段と、1拍の脈波の所定区間における、算出された特定の多次微分特徴点の有無に応じて、収縮期前方成分と収縮期後方成分とのうちの所定区間に応じた方の成分を、特定の多次微分特徴点を用いて算出する第2の算出手段とを備える。

【0009】

また、上述の所定区間は、1 拍の脈波の開始から脈波最大点までの上昇脚の区間であって、第 2 の算出手段は、上昇脚の区間に特定の多次微分特徴点が存在する場合に、多次微分特徴点を用いて収縮期前方成分を算出することが望ましい。

【0010】

さらに、脈波が、特定の多次微分特徴点の位置が脈波最大点に近づき、最終的に脈波最大点に一致して消失する直前の脈波である場合に、第 2 の算出手段は、収縮期前方成分の算出に、脈波最大点を用いることが望ましい。

【0011】

また、上述の所定区間は、脈波最大点からその脈波最大点の次の切痕点までの下降脚の区間であって、第 2 の算出手段は、下降脚の区間に特定の多次微分特徴点が存在する場合に、多次微分特徴点を用いて収縮期後方成分を算出することが望ましい。

【0012】

さらに、脈波が、特定の多次微分特徴点の位置が脈波最大点に近づき、最終的に脈波最大点に一致して消失する直前の脈波である場合に、第 2 の算出手段は、収縮期後方成分の算出に、脈波最大点を用いることが望ましい。

【0013】

あるいは、脈波が、特定の多次微分特徴点の位置が切痕点に近づき、最終的に切痕点に一致して消失する直前の脈波である場合に、第 2 の算出手段は、収縮期後方成分の算出に、切痕点を用いることが望ましい。

【0014】

また、上述の特定の多次微分特徴点は、3 次微分波の極小点であることが望ましい。

【0015】

あるいは、上述の特定の多次微分特徴点は、3 次微分波の極大点であることが望ましい。

【0016】

本発明の他の局面に従うと、生体波解析プログラムは、第 1 の波形と第 2 の波形とが合成されてなる生体波の解析をコンピュータに実行させる生体波解析プロ

グラムであって、1 拍の生体波から多次微分波を算出して多次微分特徴点を得る第 1 の算出ステップと、1 拍の生体波の所定区間における、算出された特定の多次微分特徴点の有無に応じて、第 1 の波形と第 2 の波形とのうちの所定区間に応じた方の波形を、特定の多次微分特徴点を用いて算出する第 2 の算出ステップとを実行させる。

【0017】

また、上述の所定区間は、1 拍の生体波の開始から最大点までの上昇脚の区間であって、第 2 の算出ステップは、上昇脚の区間に特定の多次微分特徴点が存在する場合に、多次微分特徴点を用いて第 1 の波形を算出することが望ましい。

【0018】

さらに、生体波が、特定の多次微分特徴点の位置が最大点に近づき、最終的に最大点に一致して消失する直前の生体波である場合に、第 2 の算出ステップは、第 1 の波形の算出に、最大点を用いることが望ましい。

【0019】

また、上述の所定区間は、最大点からその最大点の次の切痕点までの下降脚の区間であって、第 2 の算出ステップは、下降脚の区間に特定の多次微分特徴点が存在する場合に、多次微分特徴点を用いて第 2 の波形を算出することが望ましい。

【0020】

さらに、生体波が、特定の多次微分特徴点の位置が最大点に近づき、最終的に最大点に一致して消失する直前の生体波である場合に、第 2 の算出ステップは、第 2 の波形の算出に、最大点を用いることが望ましい。

【0021】

あるいは、生体波が、特定の多次微分特徴点の位置が切痕点に近づき、最終的に切痕点に一致して消失する直前の生体波である場合に、第 2 の算出ステップは、第 2 の波形の算出に、切痕点を用いることが望ましい。

【0022】

また、上述の特定の多次微分特徴点は、3 次微分波の極小点であることが望ましい。

【 0 0 2 3 】

あるいは、上述の特定の多次微分特徴点は、3 次微分波の極大点であることが望ましい。

【 0 0 2 4 】**【発明の実施の形態】**

以下に、図面を参照しつつ、本発明の実施の形態について説明する。以下の説明では、同一の部品および構成要素には同一の符号を付してある。それらの名称および機能も同じである。したがってそれらについての詳細な説明は繰返さない。

【 0 0 2 5 】

図 1 に、本実施の形態における脈波測定装置の構成の具体例を示す。図 1 を参照して、本実施の形態における脈波測定装置は、大きくは、脈波を検出する脈波装置 1 と、脈波測定装置全体を制御する制御装置 2 とを含んで構成される。そして、脈波装置 1 と制御装置 2 とは、U S B (Universal Serial Bus) ケーブルなどの専用ケーブルや通信回線などを介して接続される。なお、その接続には、無線通信などの非接触の接続も含まれるものとする。

【 0 0 2 6 】

制御装置 2 は、脈波測定装置を制御するためのデータやプログラムを記憶する R O M (Read Only Memory) 2 4 や R A M (Random Access Memory) 2 5、当該脈波測定装置全体の制御を行なう C P U (Central Processing Unit) 2 3 を備え、C P U 2 3 は R O M 2 4 にアクセスしてプログラムを読出して R A M 2 5 上に展開して実行し、当該脈波測定装置全体の制御を行なう。また、制御装置 2 は、外部から操作可能に設けられて各種情報を入力するために操作される操作部 2 1、および動脈位置検出結果や脈波測定結果などの各種情報を外部に出力するための L E D (Light Emitting Diode) や L C D (Liquid Crystal Display) などからなる表示部 2 2 をさらに備える。そして、C P U 2 3 は、操作部 2 1 よりユーザからの操作信号を受取り、その操作信号に基づいて脈波測定装置全体の制御処理を行なう。すなわち、C P U 2 3 は、操作部 2 1 から入力された操作信号に基づいて、脈波装置 1 に対して制御信号を送出する。また、C P U 2 3 は、脈波

装置 1 から受取った測定結果などを表示部 22 に表示する。

【0027】

なお、制御装置 2 は、一般的なコンピュータなどが該当し、図 1 に示される制御装置 2 の構成は、一般的なコンピュータの構成の具体例である。そのため、制御装置 2 の構成は、図 1 に示される構成に限定されない。

【0028】

脈波装置 1 は、I/F 11 を介して制御装置 2 からの制御信号を受取る。そして、I/F 11 で受取った制御信号は制御回路 12 へ送られ、制御回路 12 から加圧ポンプ 13、負圧ポンプ 14、あるいは切換弁 15 に送られる。

【0029】

加圧ポンプ 13 は、押圧カフ（空気袋）16 の内圧（以下、カフ圧という）を加圧するためのポンプであり、負圧ポンプ 14 は、カフ圧を減圧するためのポンプである。切換弁 15 は、これらの加圧ポンプ 13 と負圧ポンプ 14 とのいずれかを選択的にエア管（図示せず）に切換接続する。そして、制御回路 12 は、これらを制御する。

【0030】

半導体圧力センサ 17 は、単結晶シリコンなどからなる半導体チップに一方向に所定間隔に配列された複数のセンサエレメントを含んで構成され、押圧カフ 16 の圧力によって測定中の被験者の手首などの測定部位に押圧される。その状態で、半導体圧力センサ 17 は撓骨動脈を介して被験者の脈波を検出する。半導体圧力センサ 17 は、脈波を検出することで出力する電圧信号を各センサエレメントのチャンネルごとにマルチプレクサ 18 に入力する。

【0031】

マルチプレクサ 18 は、各センサエレメントが出力する電圧信号を選択的に A/D 変換器 19 に出力する。A/D 変換器 19 は、半導体圧力センサ 17 から導出されたアナログ信号である電圧信号をデジタル情報に変換して、I/F 11 を介して制御装置 2 に送出する。本実施の形態においては、CPU 23 は、半導体圧力センサ 17 に含まれる各センサエレメントが出力する電圧信号を、時間軸に沿ってマルチプレクサ 18 を介して同時に取得する。

【0032】

なお、図1においては、本脈波測定装置が別個の装置である脈波装置1と制御装置2とを含み、それらが連携して脈波測定を行なう構成が示されているが、いうまでもなく、脈波測定装置は、脈波装置1と制御装置2とを一体的に含んでもよい。

【0033】

次に、図2に示すフローチャートを用いて、本実施の形態の脈波測定装置における脈波測定処理について説明する。図2のフローチャートに示される処理は、制御装置のCPU23が、ROM24にアクセスしてプログラムを讀出してRAM25上に展開して実行することによって実現される。

【0034】

図2を参照して、始めに、電源スイッチ（図示せず）がONされると、CPU23は、I/F11を介して制御回路12に対して負圧ポンプ14を駆動するように指示し、制御回路12はこの指示に基づいて切換弁15を負圧ポンプ14側に切換えて、負圧ポンプ14を駆動する（S101）。負圧ポンプ14が駆動されることで、切換弁15を介してカフ圧が大気圧よりも十分に低くするように作用され、半導体圧力センサ17を含むセンサ部分が不用意に突出して誤動作や故障するのを回避できる。

【0035】

その後、センサ部分が測定部位に移動される、あるいは操作部21に含まれる測定開始スイッチ（図示せず）が押される、などを検知して、測定の開始を判断する（S103）。前者の場合、センサ部分はその移動を検知するための図示されないマイクロスイッチなどを備え、CPU23は該マイクロスイッチの検出信号に基づいてセンサ部分が移動したか否かを判定する。

【0036】

測定の開始を判断すると（S103でYES）、CPU23はI/F11を介して制御回路12に対し、加圧ポンプ13の駆動させるよう制御信号を送出する。制御回路12は、この制御信号に基づいて切換弁15を加圧ポンプ13側に切換えて、加圧ポンプ13を駆動する（S105）。これにより、カフ圧が上昇し

て、半導体圧力センサ 17 を含むセンサ部分が被験者の測定部位の表面に押圧される。

【0037】

センサ部分が測定部位に押圧されると、半導体圧力センサ 17 に含まれる各センサエレメントから電圧信号がマルチプレクサ 18 を介して導出され、A/D変換器 19 でデジタル情報に変換されて、I/F 11 を介し CPU 23 に入力される。CPU 23 は、これらのデジタル情報を用いてトノグラムを作成し、表示部 22 に表示する (S107)。

【0038】

次に、CPU 23 は、ステップ S107 で作成したトノグラムに基づいて、測定部位の皮下の腱や橈骨などの固形物の有無を判定し、それらを除外する処理を実行する (S109)。固形物除外処理では、S107 で得られたトノグラムの情報に基づいて、半導体圧力センサ 17 に含まれるセンサエレメントのうち、その検知領域が固形物上を含むセンサエレメントを特定し、特定したセンサエレメントを除外した残りのセンサエレメントを、動脈上の位置を検出領域するセンサエレメントの候補として選択する。なお、この固形物除去処理については、本発明において限定されるものではなく、たとえば、本願出願人がすでに出願して公開されている特願 2003-12313 号公報に記載の技術などを用いることができる。

【0039】

次に、CPU 23 は、動脈上の位置を検出領域するセンサエレメントの候補から、動脈上の位置を検出領域するセンサエレメントを最適チャネルとして選択するための処理を実行する (S111)。ここでも、最適チャネルを選択する処理について本発明において限定されるものではなく、同様に、本願出願人がすでに出願して公開されている特願 2003-12313 号公報に記載の技術などを用いることができる。

【0040】

次に、CPU 23 は、選択された最適チャネルに対応する各センサエレメントから入力される電圧信号から、その直流成分を抽出する (S113)。直流成分

は、電圧信号の一定時間の平均値、または電圧信号の低域通過フィルタを通過した成分（脈波除去した成分）、または脈波立上り点（脈波成分が混入する直前）の電圧信号レベルにより求められる。

【0041】

より具体的には、ステップS113において、電圧信号の出力変化を一定時間ごとのウィンドウ（区間）に分割し、各ウィンドウ内の平均を算出することで、直流成分を抽出することができる。あるいは、各ウィンドウ内の最大値と最小値との中間値を算出する、低域通過フィルタを用いて所定の周波数以下の値を抽出する、などを行なっても、同様に直流成分を抽出することができる。なお、上述の一定時間は、被験者の脈拍に拠らない予め脈波測定装置に設定されている時間間隔であって、一般的な一脈拍時間が含まれる1.5秒程度であることが好ましい。

【0042】

次に、CPU23は、選択された最適チャネルに対応する各センサエレメントから入力される電圧信号よりステップS113において抽出した直流成分が、安定している箇所を検出する（S115）。そして、CPU23は、直流成分が安定している箇所を検出すると（S115でYES）、その時点の押圧カフ16の押圧力を最適押圧力として決定し、押圧カフ16の圧力を調整するよう、I/F11を介して制御回路12に対し制御信号を送出する（S117）。

【0043】

一方、直流成分が安定している箇所が検出されない場合には（S115でNO）、加圧ポンプ13による押圧カフ16に対する加圧を継続しながら、直流成分が安定している箇所が検出されるまで、上述のステップS107～S115の処理を繰返す。

【0044】

さらに、ステップS117で押圧カフ16の押圧力を最適押圧力として決定した後、以下のステップS119～S123の判定を繰返し行なって、押圧力を最適に保つために微調整を行なう。すなわち、まず、CPU23は、押圧カフ16の押圧力が最適押圧に調整された状態で、直流成分が安定しているか否かを監視

し（S119）、押圧カフ16の押圧力が最適押圧に保たれるよう、必要に応じて（S119でNO）ステップS117の押圧力の調整を繰返す。

【0045】

より具体的には、CPU23は、ステップS117において、切換弁15を加圧ポンプ13に切換えさせ、加圧ポンプ13で一定の速度、あるいは任意の速度で押圧カフ16の押圧力を加圧しながら半導体圧力センサ17の押圧力を変化させる、または、切換弁15を負圧ポンプ14に切換えさせ、負圧ポンプ14で一定の速度、あるいは任意の速度で押圧カフ16の押圧力を減圧しながら半導体圧力センサ17の押圧力を変化させるなどして押圧力を調整し、ステップS119で最適押圧力決定時の直流成分と押圧力調整後の直流成分とを比較し、過押圧とにならないように押圧力を調整する。

【0046】

次に、CPU23は、押圧カフ16の押圧力が最適押圧に保たれた状態で最適チャンネルとして選択されたセンサエレメントから出力された電圧信号、すなわち波形データの立上がり点の先鋭度（MSP）が適切であるか否か（S121）、さらに、波形歪みがあるか否か（S123）を判定する。

【0047】

波形データの立上がり点の先鋭度（MSP）が不適切である場合（S121でNO）、あるいは波形歪みが検出される場合（S123でNO）には、波形データの立上がり点の先鋭度が適切になるまで、あるいは波形歪みが検出されなくなるまで、ステップS117の押圧力の調整を繰返す。

【0048】

そして、波形データの立上がり点の先鋭度（MSP）が適切であり（S121でYES）、かつ波形歪みが検出されない場合（S123でYES）には、CPU23は、マルチプレクサ18、A/D変換器19およびI/F11を介して、脈波装置1からその時点の波形データを取得する（S125）。

【0049】

CPU23は、脈波装置1から取得した波形データより脈波を検出し、脈波検出終了の所定条件の成立を判定する（S127）。ステップS127で脈波検出

を終了するための条件は、予め設定された所定時間の経過であってもよいし、ユーザからの終了（あるいは中断）指示などであってもよい。すなわち、所定条件が成立するまで、上述のステップ S 1 2 5 の脈波データの転送処理が繰返される。

【0050】

そして、脈波検出終了の所定条件が成立したときは（S 1 2 7 で YES）、CPU 2 3 は切換弁 1 5 を介して負圧ポンプ 1 4 を駆動するよう、I/F 1 1 を介して制御回路 1 2 に対し制御信号を送出する（S 1 2 9）。これにより、測定部位に対するセンサ部分の押圧状態は解かれて、一連の脈波測定処理は終了する。

【0051】

次に、図 3 に示すフローチャートを用いて、本実施の形態の脈波測定装置におけるセンサ信号解析処理について説明する。図 3 のフローチャートに示される処理もまた、制御装置の CPU 2 3 が、ROM 2 4 にアクセスしてプログラムを読み出して RAM 2 5 上に展開して実行することによって実現される。

【0052】

図 3 を参照して、始めに、半導体圧力センサ 1 7 において脈圧センサ信号を検出すると（S 2 0 1）、半導体圧力センサ 1 7 は図示しないアンプにセンサ信号を入力する。そして、アンプにおいて半導体圧力センサ 1 7 で検出されたセンサ信号は所定の周波数まで増幅され（S 2 0 3）、A/D 変換部 1 9 に入力される。

【0053】

A/D 変換部 1 9 は、アンプから入力されたアナログ信号であるセンサ信号をデジタル化し（S 2 0 5）、さらに、ノイズ除去などを目的として所定範囲の周波数を抽出するためのデジタルフィルタ処理を実行する（S 2 0 7）。そして、A/D 変換部 1 9 は、デジタル化したセンサ信号を、I/F 1 1 を介して制御装置 2 に入力する。

【0054】

制御装置 2 の CPU 2 3 は、I/F 1 1 を介して A/D 変換部 1 9 からセンサ信号を受信し、ROM 2 4 に格納されているプログラムを実行することでセンサ

信号から得る脈波波形をN次微分する（S 2 0 9）。そして、その微分結果に基づいて脈波波形を区切って1拍の脈波波形を抽出し（S 2 1 1）、脈波波形を分類する（S 2 1 3）。なお、ステップS 2 1 3における分類方法については、後にさらに詳細な説明を行なう。

【0055】

そして、分類された脈波波形から所定の特徴点を抽出し（S 2 1 5）、A I（Augmentation Index）値を算出する（S 2 1 7）。以上でセンサ信号解析処理を終了する。

【0056】

なお、上述のA Iは、公知の指標であって、主に中枢血管の動脈硬化に対応する脈波の反射強度（脈波の反射現象であって、送出し血流量の受入れやすさを表わしている）を反映する特徴量を指標化したものである。A Iは、特に循環器系疾患の早期発見のために有効な指標と言われており、血圧とは異なった挙動を示すことが知られている。

【0057】

より詳しくは、図4および図5に、測定される脈波の時間経過に従う変化の具体例を示し、説明を行なう。すなわち、たとえば、図4に示される脈波が測定された場合には、A I値は $A I = P 1 / P 2$ （もしくは $A I (\%) = (P 2 - P 1) / P 1 \times 100$ ）として得られ、図5に示される脈波が測定された場合には、A I値は $A I = P 1 / P 2$ （もしくは、 $A I (\%) = (P 2 - P 1) / P 2 \times 100$ ）として得られる。ここで、時間T 1におけるレベルP 1は、心臓の心拍による血液の進行波（収縮期前方成分）による値を示し、時間T 2におけるレベルP 2は、心拍による進行波についての反射波（収縮期後方成分）による値を示す。この反射波は、血管の硬化に対応して強度と出現時相とが変化する。なお、P 1，P 2を決定する方法としては、脈波波形に微分等の演算操作を行なって求めることができる。一般的に、被験者の年齢が若い方が、図4に示されるようにレベルP 2<レベルP 1となり、被験者の年齢が高い方が図5に示されるようにレベルP 2>レベルP 1となる。これは、被験者の年齢が高くなるほど血管内壁の硬化（動脈硬化）が進行しているために、駆出波を血管壁で十分に吸収できずレ

ベルの高い反射が短時間のうちに検出されることによる。このように、A I 値は、心拍による進行波と反射波とから得られる値であって、主に中枢血管の動脈硬化に対応する脈波の反射強度を反映する特徴量である。

【0058】

なお、本実施の形態においては、脈波の特徴量としてA I 値を算出する説明を行なうが、本発明において、特徴量はA I 値に限定されず、たとえば図4あるいは図5に示されるような ΔT_p など、その他の値を特徴量として用いても同様の効果を得ることができる。なお、上述の ΔT_p もA I と同様に公知の指標である。

【0059】

ここで、半導体圧力センサ17で検出されるセンサ信号の出力変化（脈波波形）の具体例を図6に示す。図6において、縦軸に半導体圧力センサ17の出力する電圧信号のレベルとセンサ部分に対する押圧カフ16による押圧レベルとがとられ、横軸には脈波測定時間の経過がとられる。

【0060】

このような脈波波形から、さらに一拍の脈波波形に着目したとき、その波形形状の特徴は、図7に示すようになる。すなわち、脈波は、心臓から駆出された血液の圧力で構成される進行波と、心臓から駆出された血液の反射圧で構成される反射波との合成波であって、その波形は、測定部位や被験者によって異なる特徴を示す。より具体的には、その進行波と反射波との合成具合（強弱）に応じて、図8に示されるように、脈波波形の上昇脚にショルダと呼ばれる変曲点がない波形（左側）とある波形（右側）、さらに、下降脚にショルダがない波形とある波形とに分類される。なお、ここで、上述の分類にしたがい、脈波波形の上昇脚にショルダがなく、かつ下降脚にショルダがない波形を α 波形、脈波波形の上昇脚にショルダがなく、かつ下降脚にショルダがある波形を β 波形、脈波波形の上昇脚にショルダがあり、かつ下降脚にショルダがある波形を γ 波形、および脈波波形の上昇脚にショルダがあり、かつ下降脚にショルダがない波形を δ 波形と呼ぶこととする。

【0061】

本発明の脈波測定装置では、測定して得られた脈波波形を上述の分類にしたがって分類し、その結果に応じて特徴量である A I 値を算出することを特徴とする。すなわち、図 9 のフローチャートに示される処理を実行して脈波波形を上述の分類にしたがって分類し、その結果に応じて A I 値を算出する。図 9 のフローチャートに示される処理は、上述の図 3 のステップ S 2 1 1 ~ S 2 1 7 における処理に該当し、本処理もまた、制御装置の C P U 2 3 が、R O M 2 4 にアクセスしてプログラムを讀出して R A M 2 5 上に展開して実行することによって実現される。

【0062】

図 9 を参照して、始めに、C P U 2 3 は、I / F 1 1 を介して脈波装置 1 から取得した脈波波形の上昇脚にショルダの有無を判定する (S 3 0 1)。さらに、下降脚にショルダの有無を判定し (S 3 0 7, S 3 1 3)、脈波波形を α 波形 ~ δ 波形に分類して各々の波形タイプ別の A I 算出アルゴリズムに応じて A I 値を算出する (S 3 0 9, S 3 1 1, S 3 1 5, S 3 1 7)。そして、本演算処理を終了する。

【0063】

また、ステップ S 3 0 1 で脈波波形の上昇脚にショルダがあり (S 3 0 1 で Y E S)、かつ押圧カフ 1 6 の押圧制御に失敗していると判断された場合には (S 3 0 3 で Y E S)、C P U 2 3 は、押圧カフ 1 6 の押圧力を再調整し (S 3 0 5)、本処理を終了する。

【0064】

なお、図 9 においては、先に脈波波形の上昇脚のショルダの有無を判定し、その後、下降脚のショルダの有無を判定するものとしているが、判定順はこの順に限定されるものではなく、その逆であっても同様である。

【0065】

さらに、上述の脈波波形の分類について、より詳細な説明を行なう。

ここで、波形における各特徴点の表記を次のように定義する。

【0066】

1 D Z C : 1 次微分下降ゼロクロス点

4 D Z C : 4 次微分下降ゼロクロス点

4 I Z C : 4 次微分上昇ゼロクロス点

A P G - A : 加速度脈波 A 点

A P G - B : 加速度脈波 B 点

A P G - E : 加速度脈波 E 点

A P G - F : 加速度脈波 F 点

ただし、上述の 1 D Z C (下降ゼロクロス点) は、1 次微分時に + から - に転じる 0 点に該当する波形上の点であって、脈波最大点などの極大点を表わす。4 D Z C は、4 次微分時に + から - に転じる 0 点に該当する波形上の点、および 4 I Z C (上昇ゼロクロス点) は、4 次微分時に - から + に転じる 0 点に該当する波形上の点であって、共に波形の変曲点ないしは歪み (ショルダ) を表わす。A P G - A ~ F は、2 次微分時の各ピークを A ~ F とした場合に各点 A ~ F の該当する波形上の点であって、波形の特徴を表わす点である。

【0067】

まず、上述の脈波波形の分類を行なうに先だって、C P U 2 3 は、取得した脈波波形を多次微分し、上述の各特徴点を算出する。次に、上述のステップ S 3 0 1 では、C P U 2 3 は、図 1 0 に示されるように、A P G - A 点 ~ 1 D Z C 点間 (上昇脚) にある 4 D Z C の個数と位置とに着目して、各特徴点の変曲率から、 α 波形、 β 波形または γ 波形、 δ 波形に大分類する。 α 波形、 β 波形は、合成波のうち進行波が反射波に比較してかなり大きい波形であり、 γ 波形、 δ 波形は、反射波が進行波よりも大きい波形である。

【0068】

図 1 1 に、4 D Z C の個数と位置とに着目して大分類した脈波波形の分類表の具体例を示す。すなわち、図 1 1 を参照して、A P G - A 点 ~ A P G - B 点および A P G - B 点 ~ 1 D Z C 点に 4 D Z C 点が各々 3 個以上存在する場合には、波形歪みが多すぎるためタイプ分類上エラーと判定し、押圧カフ 1 6 の押圧力が過大である可能性が高いと判定する。すなわち、この場合、C P U 2 3 は、上述のステップ S 3 0 3 で押圧カフ 1 6 の押圧制御が失敗しているものと判断する (S 3 0 3 で Y E S)。そして、その場合、C P U 2 3 は、ステップ S 3 0 5 で、押

圧カフ 16 の押圧力を減少させるよう再調整する。

【0069】

また、APG-A点～APG-B点に4DZC点が1個、APG-B点～1DZC点に4DZC点が0～1個存在する場合、あるいはAPG-A点～APG-B点に4DZC点が0個、APG-B点～1DZC点に4DZC点が1個存在する場合、CPU23は、脈波波形を γ 波形あるいは δ 波形と判定する。また、APG-A点～APG-B点に4DZC点およびAPG-B点～1DZC点に4DZC点が存在しない場合、CPU23は、脈波波形を α 波形あるいは β 波形と判定する。

【0070】

さらに、上述のステップS313では、CPU23は、図12に示されるように、1DZC点～APG-E点間（下降脚）の4IZC（ショルダ）の有無に着目して、 α 波形または β 波形に小分類する。すなわち、上述のステップS313でCPU23は、1DZC点から4次微分をスキャンし、APG-E点に至るまでの3次微分が負の領域に上昇ゼロクロス点（4IZC）が存在すれば脈波波形を β 波形と判定する。なお、4IZCが複数存在する場合は、3次微分が最小となるものを採用する。また、1DZC点～APG-E点間に上昇ゼロクロス点（4IZC）が存在しなければ、脈波波形を α 波形と判定する。

【0071】

あるいは、上述のステップS307では、CPU23は、図13に示される4DZC点～1DZC点の時間 T_a 、および1DZC点～4IZC点の時間 T_b を算出し、それらの時間の関係に着目して γ 波形または δ 波形に小分類する。すなわち、上述のステップS307でCPU23は、 $T_a \leq T_b \times 1$ を満たす場合には脈波波形を γ 波形と判定する。また、上述の関係を満たさない場合には、脈波波形 δ 波形と判定する。

【0072】

このように判定した脈波波形の分類の一覧を、図14に示す。そして、さらに、図14には、各波形でAI値を求める際に用いる特徴点を示している。本脈波測定装置は、分類された各波形ごとに、進行波および反射波を表わす特徴点とし

て図 14 に示される特徴点における振幅を用いて A I 値を算出する。

【0073】

各波形における A I 値の算出方法は、以下のようになる。すなわち、

P_{PEAK} : ピーク点圧 (1 拍中で最高圧力)

P_{SYS1} : 第一収縮期圧 (進行波の圧力)

P_{SYS2} : 第二収縮期圧 (反射波の圧力)

P_{DIA} : 拡張期圧 (1 拍中での最低圧力)

S B P: 収縮期血圧

D B P: 拡張期血圧

と定義すると、脈波波形が α 波形である場合、上述のステップ S 315 で CPU 23 は、以下の演算式 (1) を用いて A I 値を算出する。

【0074】

【数 1】

$$AI = \frac{P_{APG-E} - P_{DIA}}{P_{Peak} - P_{DIA}} \quad \dots (1)$$

$$P_{DIA} = DBP$$

$$P_{SYS1} = P_{PEAK} = SBP$$

$$P_{SYS2} = P_{APG-E}$$

【0075】

また、脈波波形が β 波形である場合、上述のステップ S 317 で CPU 23 は、以下の演算式 (2) を用いて A I 値を算出する。

【0076】

【数 2】

$$AI = \frac{P_{AIZC} - P_{DIA}}{P_{Peak} - P_{DIA}} \quad \dots (2)$$

$$P_{DIA} = DBP$$

$$P_{SYS1} = P_{PEAK} = SBP$$

$$P_{SYS2} = P_{AIZC}$$

【0077】

また、脈波波形が γ 波形である場合、上述のステップ S 309 で CPU 23 は、以下の演算式 (3) を用いて A I 値を算出する。

【0078】

【数3】

$$AI = \frac{P_{4IZC} - P_{DIA}}{P_{4DZC} - P_{DIA}} \quad \dots (3)$$

$$P_{DIA} = DBP$$

$$P_{SYS1} = P_{4DZC}$$

$$P_{SYS2} = P_{4IZC}$$

$$P_{PEAK} = SBP$$

【0079】

また、脈波波形が δ 波形である場合、上述のステップS311でCPU23は、以下の演算式(4)を用いてAI値を算出する。

【0080】

【数4】

$$AI = \frac{P_{Peak} - P_{DIA}}{P_{4DZC} - P_{DIA}} \quad \dots (4)$$

$$P_{DIA} = DBP$$

$$P_{SYS1} = P_{4DZC}$$

$$P_{SYS2} = P_{PEAK} = SBP$$

【0081】

さらに、実際に測定された脈波波形において認識された各波形 α 波形～ δ 波形の具体的な出力例を図15～図18に示す。

【0082】

ところで、脈波波形は、上述のように、測定部位によって変化するものである。具体的には、図19に示すように、測定部位が中枢側から末梢側へ変化すると、 β 波形は、反射波の減少に伴ない4IZC点(4次微分上昇ゼロクロス点)が低下してゆき、最後には4IZC点がAPG-E点に一致して、 α 波形へと変化する。また逆に、図20に示すように、測定部位が末梢側から中枢側へ変化すると、 β 波形は、反射波の増加に伴ない4IZC点が上昇してゆき、その変化に伴ない徐々に1DZC点が合成波のピークとなり、 γ 波形へと変化する。さらに、図21に示すように、測定部位が末梢側から中枢側へ変化

すると、 γ 波形は、反射波の増加に伴ない 4 I Z C 点が上昇してゆき、その変化に伴ない徐々に 4 I Z C 点が 1 D Z C 点に統合されて、 δ 波形へと明確に変化する。すなわち、脈波波形の分類 α 波形～ δ 波形は連続的に変化するものであって、連続して脈波を測定した場合であっても、その脈波波形の分類がばらつく場合もある。また、上述のような脈波波形の分類の連続的な変化は、脈波を同一場所で測定する場合でも血管壁の硬度などによる反射波の発生するタイミングやその大きさなどによっても生ずる。

【0083】

そのような場合であっても、本実施の形態における脈波測定装置は、上述のステップ S 301 において、1 拍の脈波波形の脈波最小点から脈波最大点の間（上昇脚）の 4 D Z C 点（4 次微分下降ゼロクロス点）の有無に応じて、その脈波波形の分類を α 波形・ β 波形か、あるいは γ 波形・ δ 波形かに切替えて以降の処理を行なっているため、脈波波形の分類の連続した変化に対応することができる。言い換えれば、本実施の形態における脈波測定装置は、上述のステップ S 301 において、1 拍の脈波波形の脈波最小点から脈波最大点の間（上昇脚）の 4 D Z C 点（4 次微分下降ゼロクロス点）の有無に応じて、1 拍の脈波波形において進行波の位置を切替えて以降の処理を行なっている。すなわち、1 拍の脈波波形の脈波最小点から脈波最大点の間（上昇脚）に 4 D Z C 点がない場合には脈波最大点（1 D Z C 点）の位置を進行波の位置と、1 拍の脈波波形の脈波最小点から脈波最大点の間（上昇脚）に 4 D Z C 点がある場合にはその 4 D Z C 点の位置を進行波の位置と、進行波の位置を切替える。

【0084】

γ 波形から β 波形に脈波波形が連続的に変化する場合には、4 D Z C 点は、徐々に脈波最大点（1 D Z C 点）に近づき、 β 波形に完全に移行した際には、4 D Z C 点は脈波最大点と一致して消失する。したがって、 γ 波形から β 波形に移行するのに伴ない進行波を特定する特徴値も切替わるが、その位置は連続的な位置の変化となる。そのため、ある波形が γ 波形と分類されてステップ S 309 で算出された A I 値と、その波形に対して連続的に変化した波形が β 波形と分類されてステップ 317 で算出された A I 値とは、近似的な値となる。

【0085】

同様に、本実施の形態における脈波測定装置は、上述のステップS307あるいはステップS313において、1拍の脈波波形の脈波最大点から切痕点（APG-E点）の間（下降脚）の4IZC点（4次微分上昇ゼロクロス点）の有無に応じて、その脈波波形の分類を α 波形か β 波形、あるいは γ 波形か δ 波形に切替えて以降の処理を行なっているため、脈波波形の分類の連続した変化に対応することができる。言い換えれば、本実施の形態における脈波測定装置は、上述のステップS307あるいはステップS313において、1拍の脈波波形の脈波最大点から切痕点の間（下降脚）の4IZC点（4次微分上昇ゼロクロス点）の有無に応じて、1拍の脈波波形において反射波の位置を切替えて以降の処理を行なっている。すなわち、1拍の脈波波形の脈波最大点から切痕点の間（下降脚）に4IZC点がない場合には加速度脈波E点（APG-E点）あるいは脈波最大点（1DZC点）の位置を反射波の位置と、1拍の脈波波形の脈波最小点から脈波最大点の間（上昇脚）に4IZC点がある場合にはその4IZC点の位置を反射波の位置と、反射波の位置を切替える。

【0086】

γ 波形から δ 波形に脈波波形が連続的に変化する場合には、4IZC点は、徐々に脈波最大点（1DZC点）に近づき、 δ 波形に完全に移行した際には、4IZC点は脈波最大点と一致して消失する。したがって、 γ 波形から δ 波形に移行するのに伴ない進行波を特定する特徴値も切替わるが、その位置は連続的な位置の変化となる。そのため、ある波形が γ 波形と分類されてステップS309で算出されたAI値と、その波形に対して連続的に変化した波形が δ 波形と分類されてステップ311で算出されたAI値とは、近似的な値となる。

【0087】

また、 β 波形から α 波形に脈波波形が連続的に変化する場合には、4IZC点は、徐々に切痕点（APG-E点）に近づき、 α 波形に完全に移行した際には、4IZC点は切痕点と一致して消失する。したがって、 β 波形から α 波形に移行するのに伴ない進行波を特定する特徴値も切替わるが、その位置は連続的な位置の変化となる。そのため、ある波形が β 波形と分類されてステップS317で算

出されたA I 値と、その波形に対して連続的に変化した波形が α 波形と分類されてステップ315で算出されたA I 値とは、近似的な値となる。

【0088】

本脈波測定装置では上述のように、入力された脈波波形を予め多次微分の特徴点（4次微分特徴点）の有無により分類して、その分類結果に応じて処理方法（A I 値の算出方法）を選択することを特徴とする。また、選択した処理方法において、当該処理方法において必要な第1の特徴点に替えて、他の処理方法に用いる第2の特徴点であって、第1の特徴点と近似できる第2の特徴点を用いることができることを特徴とする。このことによって、本発明の脈波測定装置では、特定の多次微分の特徴点が存在しない場合であっても、合成波である脈波から進行波と反射波とを算出することができる。また、異なる測定部位から得られた異なる脈波波形に対しても、同じ処理を実行することで、合成波である脈波から自動的に進行波と反射波とを算出することができる。また、連続して測定された脈波波形の分類がばらついた場合であっても、安定してA I 値などの特徴量を算出することができる。

【0089】

なお、上述の説明においては、特徴点として、脈波波形の3次微分あるいは4次微分の特徴点を用いる場合を述べているが、言うまでもなく、本発明において微分次は3次あるいは4次に限定されるものではなく、同様に脈波波形の特徴を示す多次微分であれば何次の微分であってもよい。

【0090】

また、上述の説明においては、圧力センサを用いて脈圧の変化を捉えることにより脈波を検出する構成を述べているが、脈波の検出方法は上述の構成に限定されるものではない。たとえば、容積変化を捉えることで脈波を検出する構成を用いても構わない。

【0091】

さらに、本発明における脈波波形の解析方法は、脈波波形の解析に限定されず、たとえば心拍波形など、心臓の収縮と拡張とによって生ずる第1の波形と第2の波形とが合成されてなる他の生体波の解析にも用いることができる。上述の脈

波測定装置が行なう脈波の解析方法を、プログラムとして提供することもできる。このようなプログラムは、コンピュータに付属するフレキシブルディスク、CD-ROM (Compact Disc-ROM)、ROM、RAMおよびメモリカードなどのコンピュータ読取り可能な記録媒体にて記録させて、プログラム製品として提供することもできる。あるいは、コンピュータに内蔵するハードディスクなどの記録媒体にて記録させて、プログラムを提供することもできる。また、ネットワークを介したダウンロードによって、プログラムを提供することもできる。

【0092】

提供されるプログラム製品は、ハードディスクなどのプログラム格納部にインストールされて実行される。なお、プログラム製品は、プログラム自体と、プログラムが記録された記録媒体とを含む。

【0093】

今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本実施の形態における脈波測定装置の構成の具体例を示す図である。

【図2】 本実施の形態の脈波測定装置における脈波測定処理を示すフローチャートである。

【図3】 本実施の形態の脈波測定装置におけるセンサ信号解析処理を示すフローチャートである。

【図4】 測定される脈波の時間経過に従う変化の具体例を示す図である。

【図5】 測定される脈波の時間経過に従う変化の具体例を示す図である。

【図6】 センサ信号の出力変化（脈波波形）の具体例を示す図である。

【図7】 脈波波形の波形形状の特徴の具体例を示す図である。

【図8】 脈波波形の分類の具体例を示す図である。

【図9】 本実施の形態の脈波測定装置における特徴量算出処理を示すフロ

ーチャートである。

【図 10】 脈波波形の大分類の具体例を示す図である。

【図 11】 大分類した脈波波形の分類表の具体例を示す図である。

【図 12】 脈波波形の小分類の具体例を示す図である。

【図 13】 脈波波形の小分類の具体例を示す図である。

【図 14】 脈波波形の分類の一覧を示す図である。

【図 15】 α 波形の出力例を示す図である。

【図 16】 β 波形の出力例を示す図である。

【図 17】 γ 波形の出力例を示す図である。

【図 18】 δ 波形の出力例を示す図である。

【図 19】 β 波形から α 波形への変化を示す図である。

【図 20】 β 波形から γ 波形への変化を示す図である。

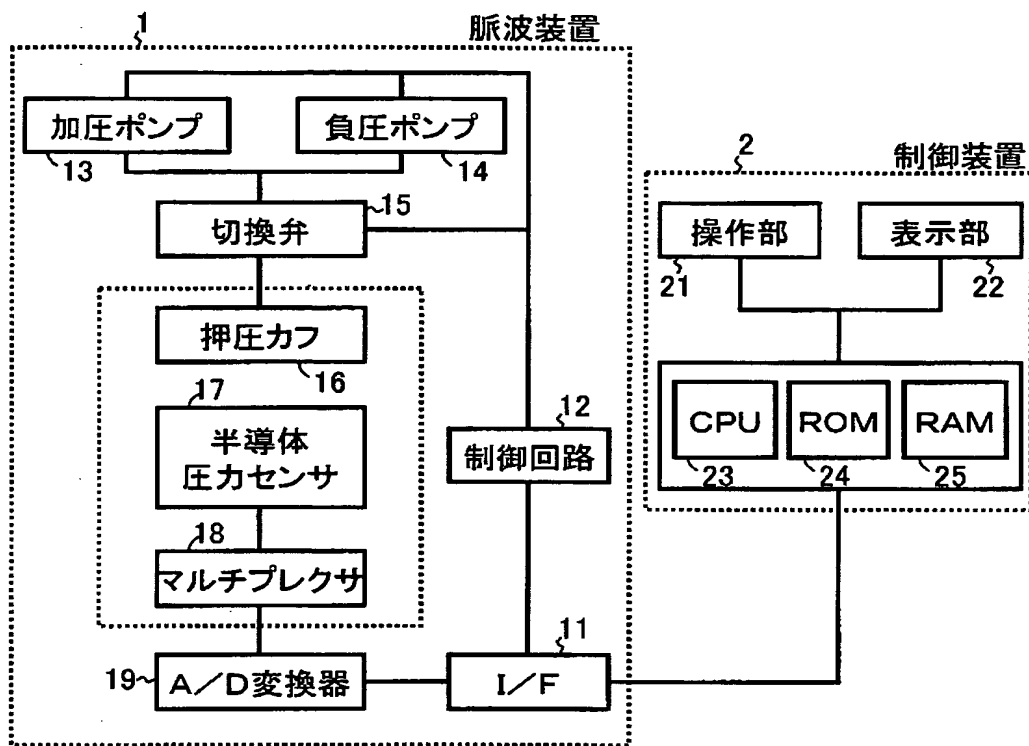
【図 21】 γ 波形から δ 波形への変化を示す図である。

【符号の説明】

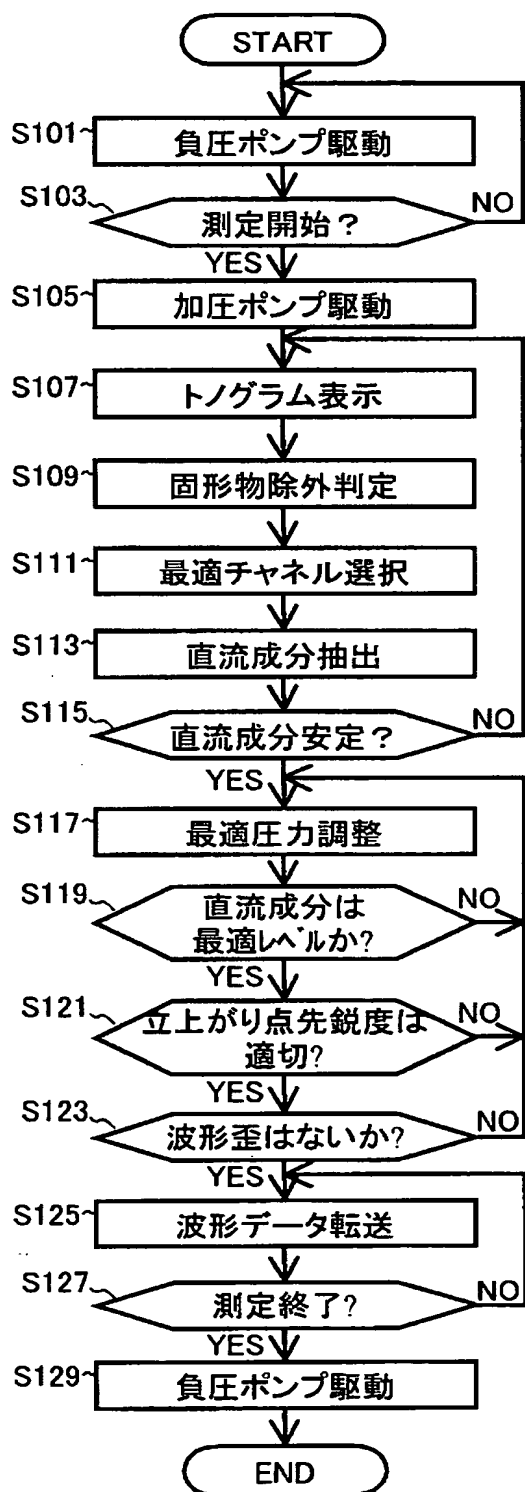
1 脈波装置、2 制御装置、11 I/F、12 制御回路、13 加圧ポンプ、14 負圧ポンプ、15 切換弁、16 押圧カフ、17 半導体圧力センサ、18 マルチプレクサ、19 A/D変換器、21 操作部、22 表示部、23 CPU、24 ROM、25 RAM。

【書類名】 図面

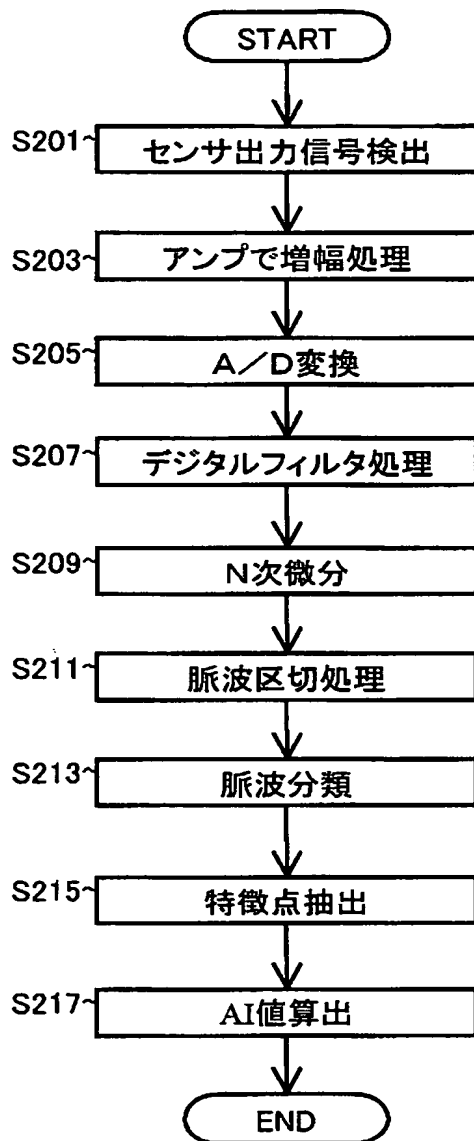
【図 1】



【図 2】

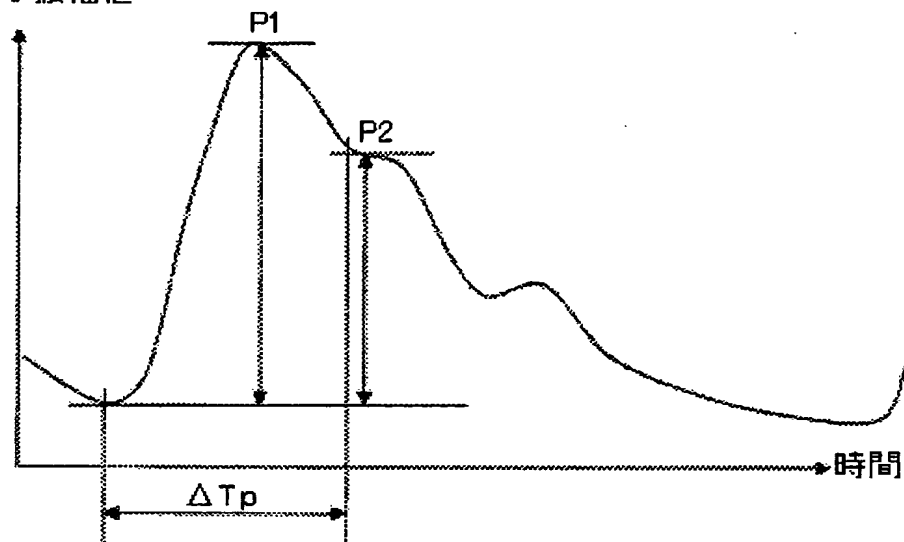


【図 3】



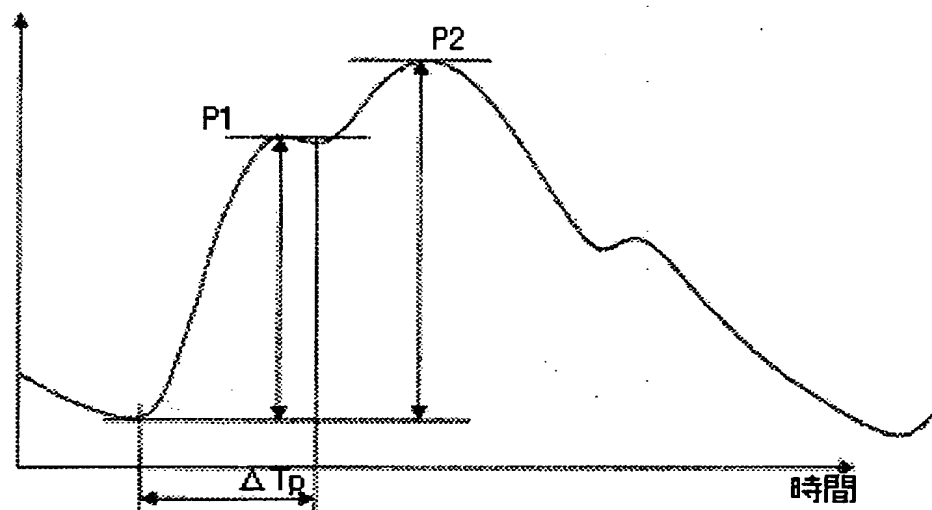
【図 4】

脈波の振幅値

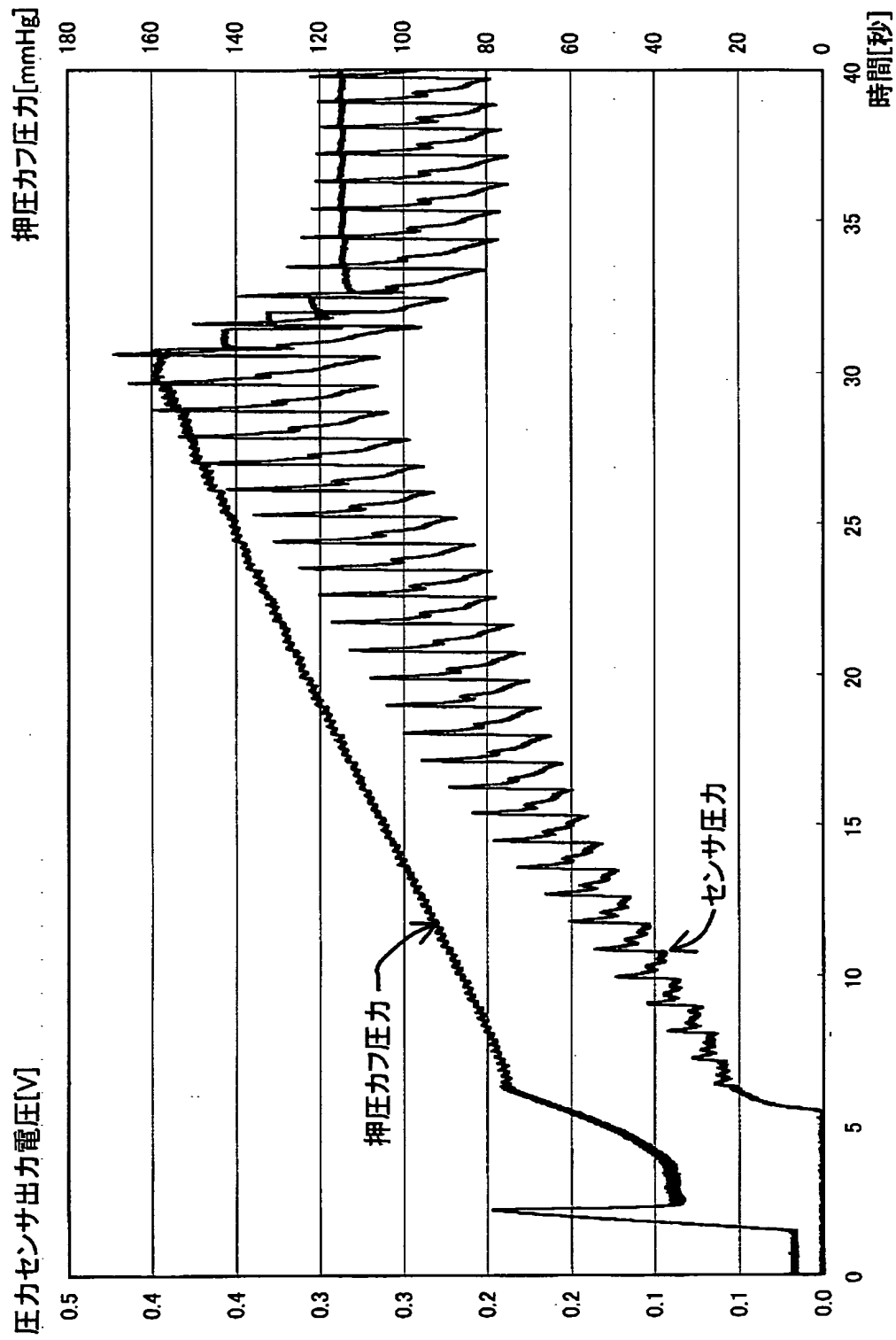


【図 5】

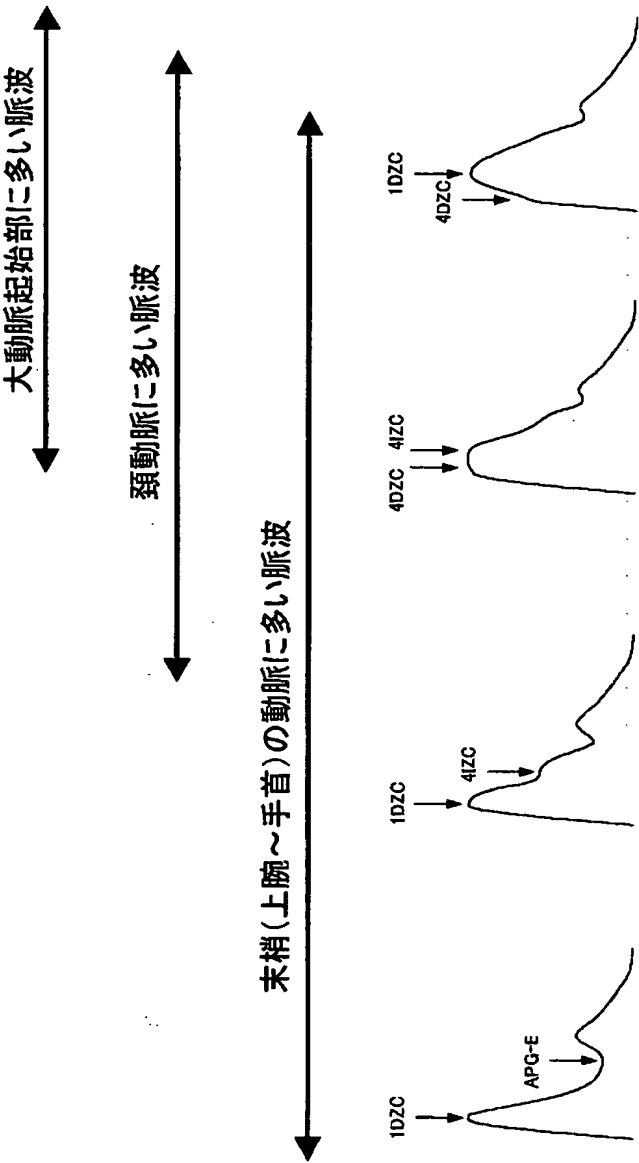
脈波の振幅値



【図 6】

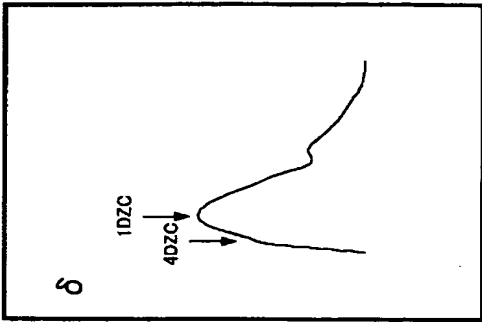


【図 7】

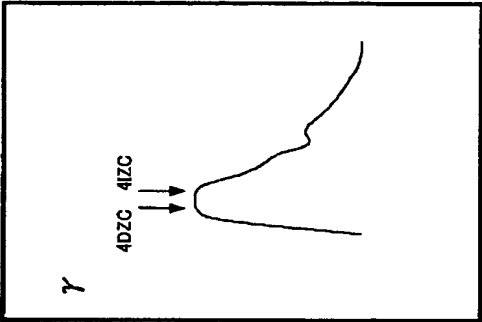


【図 8】

上昇脚にシヨルダがある波形

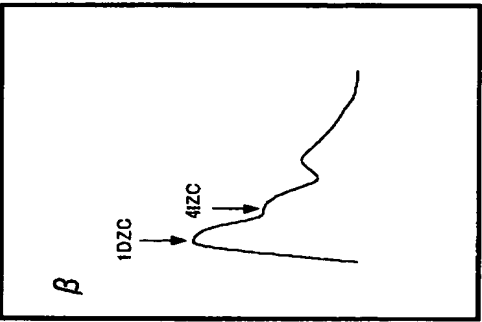


下降脚にシヨルダ
がない波形

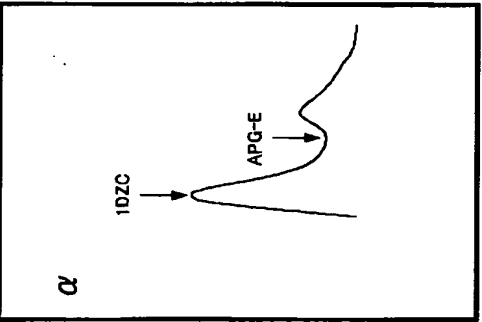


下降脚にシヨルダ
がある波形

上昇脚にシヨルダがない波形

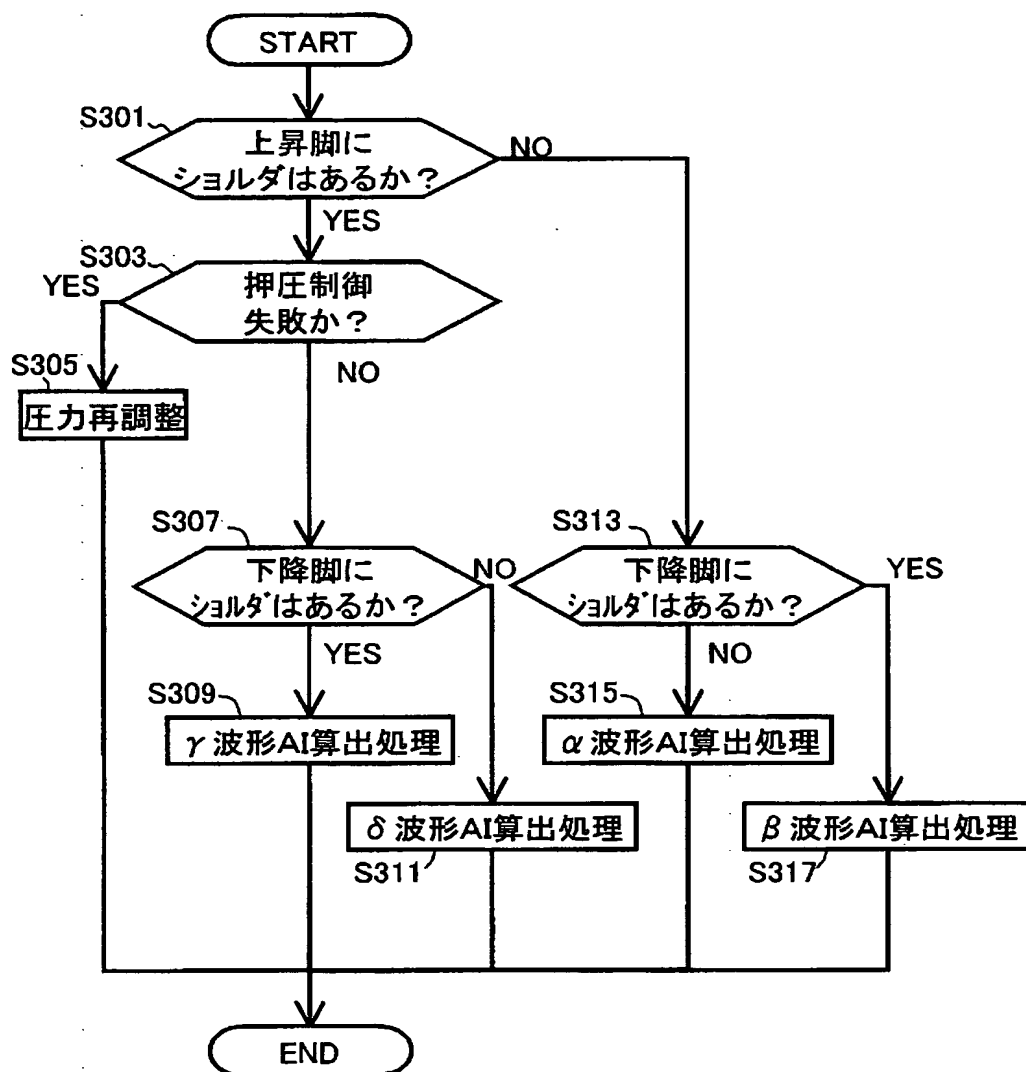


下降脚にシヨルダ
がある波形

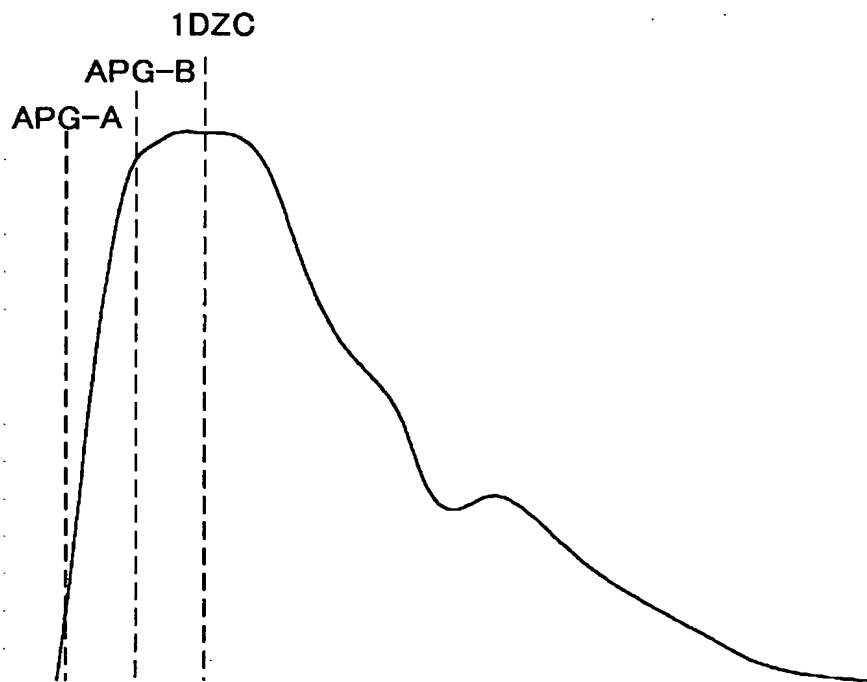


下降脚にシヨルダ
がない波形

【図 9】



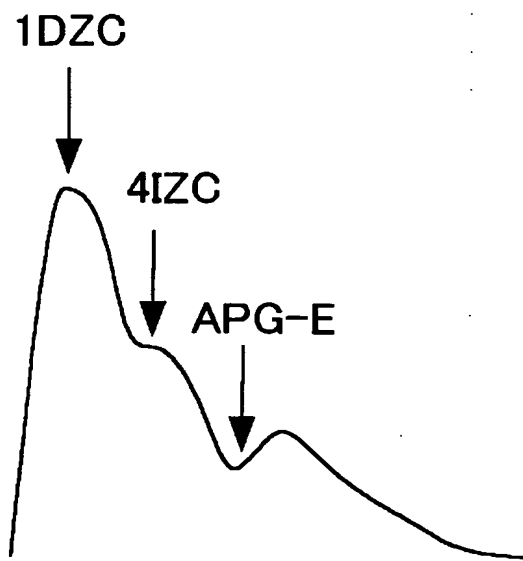
【図 10】



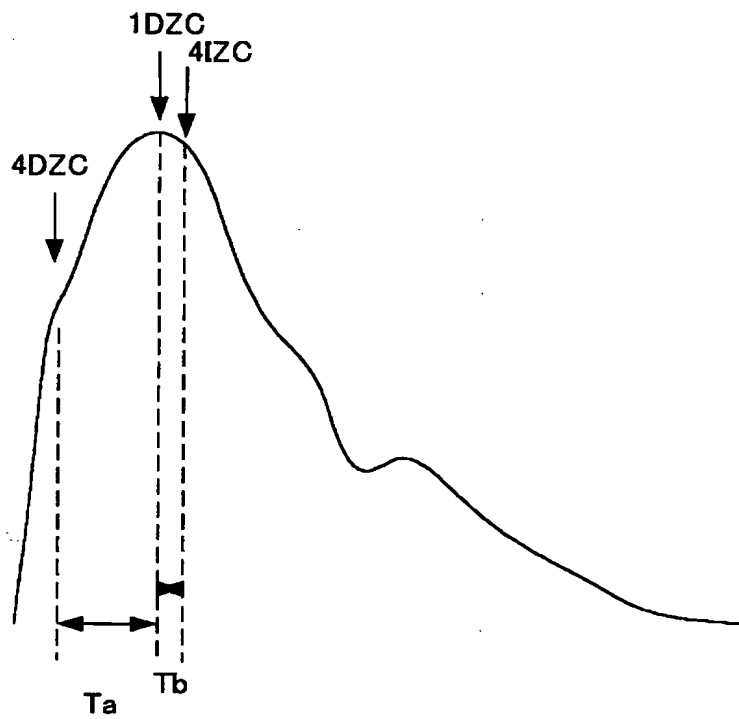
【図 11】

| 4 D Z C 点の数 | | T Y P E 分類 | 過大押圧の 可能性 |
|-------------------------|------------------------|---------------------|--------------|
| APG-A 点 ~ APG-B 点 | APG-B 点 ~ 1 D Z C 点 | | |
| 3 個以上 | | エラー | 大 |
| 1 個 | 0 ~ 1 個 | γ 、 δ | 中 |
| 0 個 | 1 個 | γ 、 δ | 小 |
| 0 個 | 0 個 | α 、 β | なし |

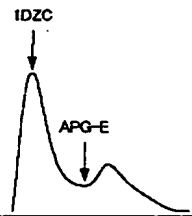
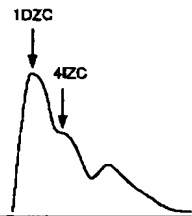
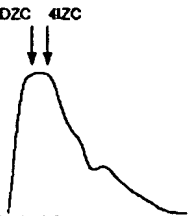
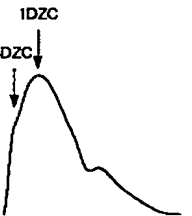
【図 12】



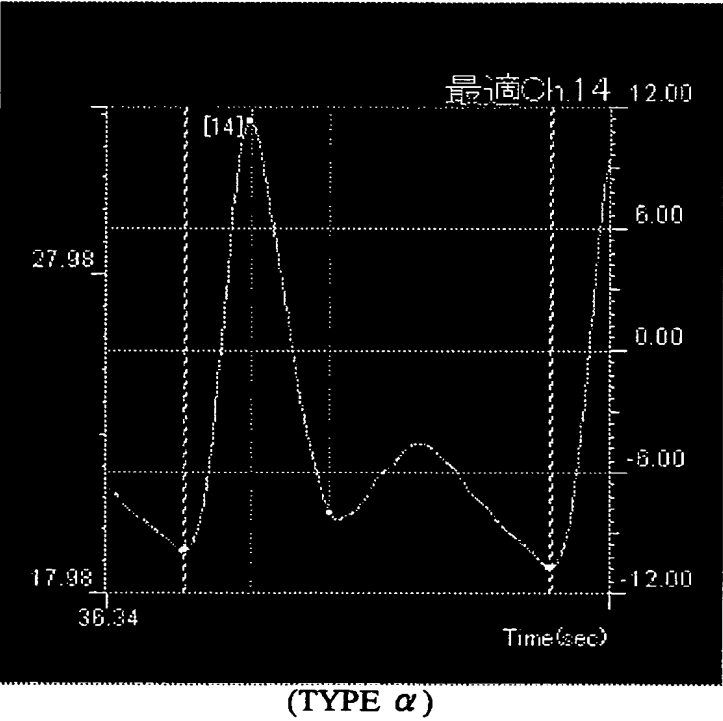
【図 13】



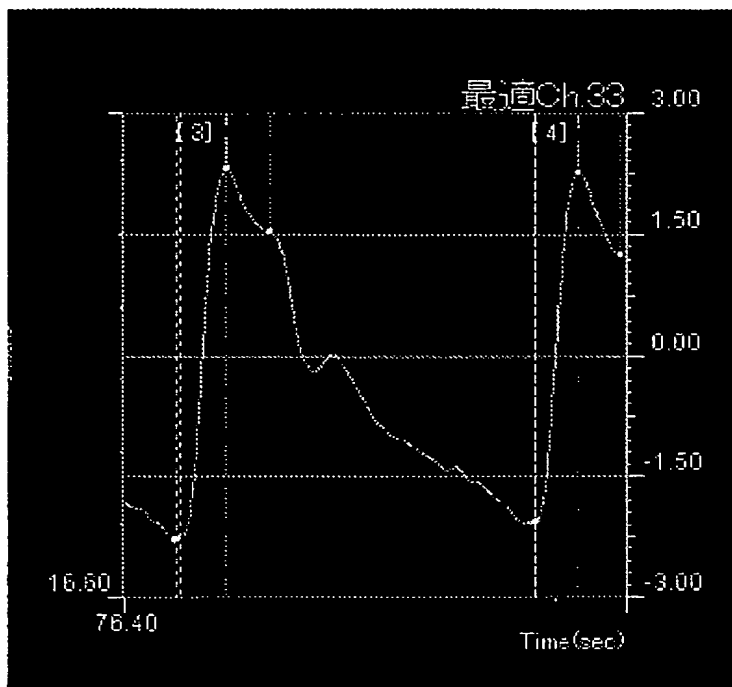
【図 1 4】

| Type | α | β | γ | δ |
|------|---|---|---|---|
| 波形 |  |  |  |  |
| 進行波 | 1 D Z C | | 4 D Z C | |
| 反射波 | APG-E | 4 1 Z C | | 1 D Z C |

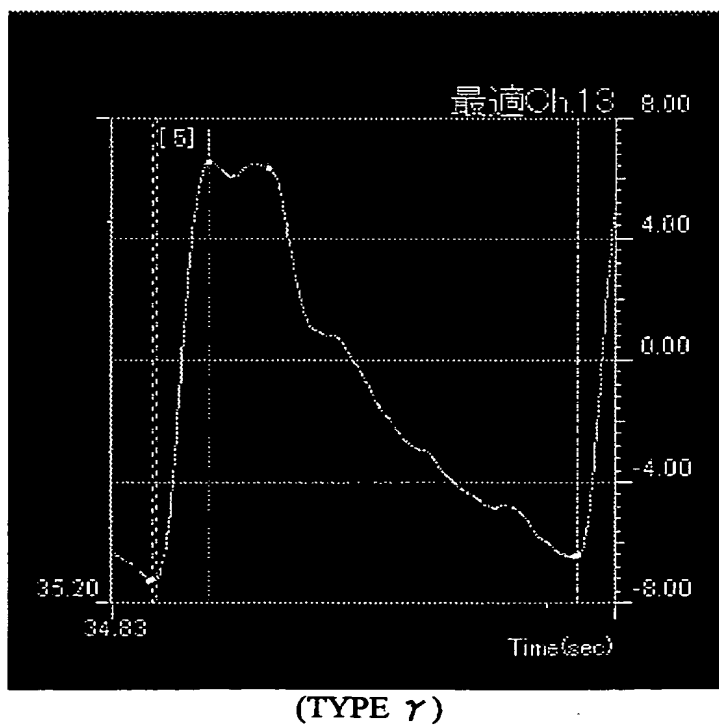
【図 1 5】



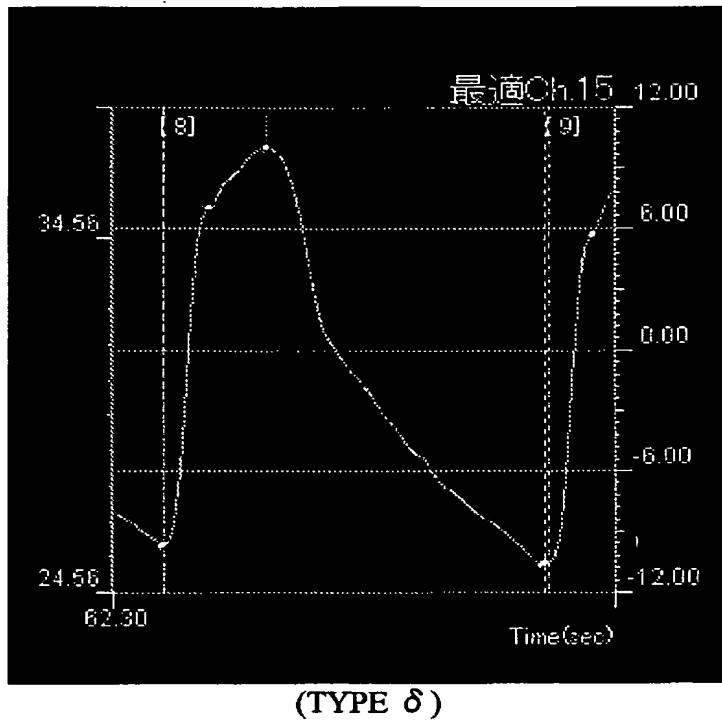
【図 16】



【図 17】

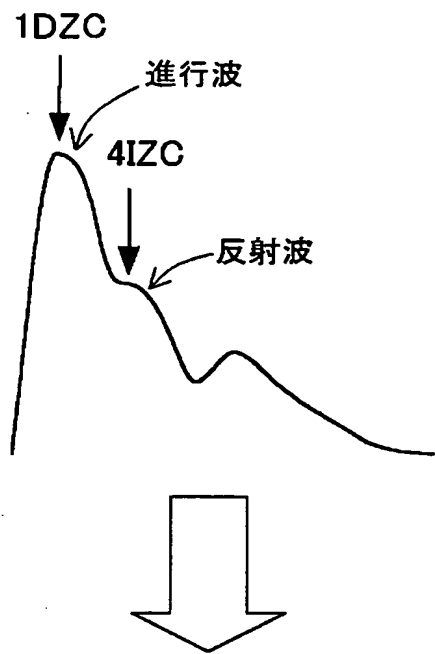


【図18】

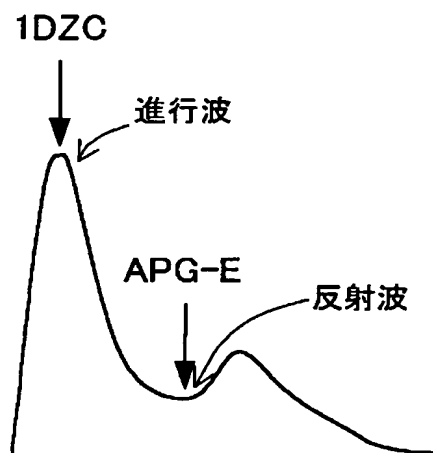


【図 19】

β 波形

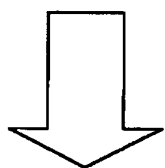
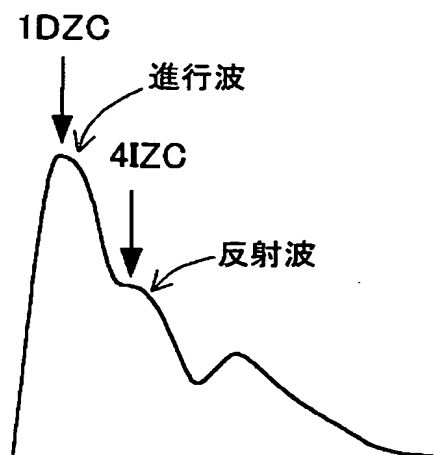


α 波形

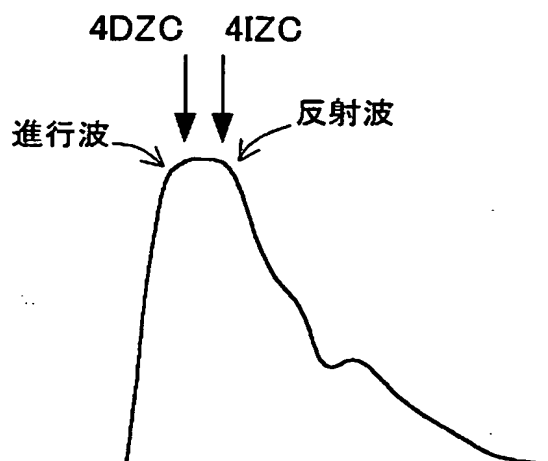


【図 20】

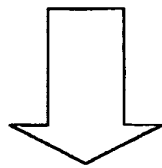
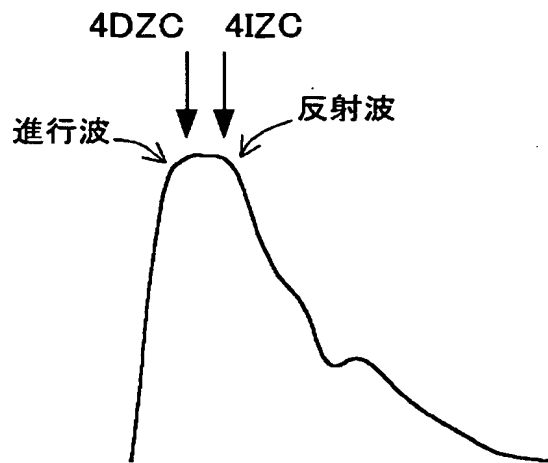
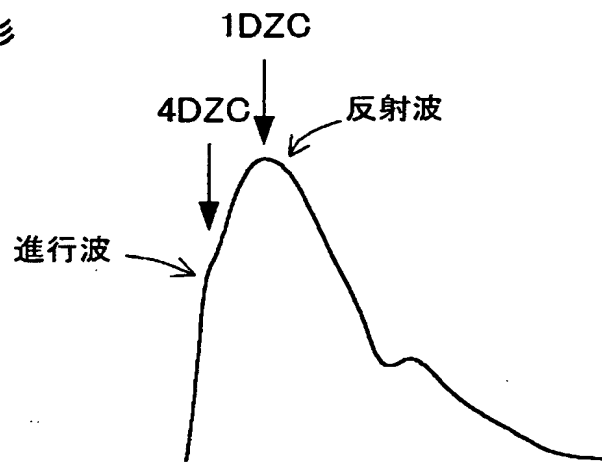
β 波形



γ 波形



【図 21】

 γ 波形 δ 波形

【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 的確に原波形から収縮期前方成分と収縮期後方成分とを算出できる脈波測定装置を提供する。

【解決手段】 脈波測定装置は、測定された脈波波形をN次微分する。そして、1拍の脈波波形の上昇脚におけるショルダ（変曲点）の有無、さらに、下降脚におけるショルダの有無に応じて、脈波波形を α 波形～ δ 波形に分類する。分類された各波形においては、算出されたN次微分のそれぞれの特徴点が進行波あるいは反射波に該当する。脈波測定装置は、それらの特徴点と各波形ごとの算出式とを用いて、脈波の特徴量であるA I 値などを算出することができる。

【選択図】 図 1 4

【書類名】 出願人名義変更届（一般承継）
【整理番号】 1030367
【提出日】 平成15年 8月11日
【あて先】 特許庁長官殿
【事件の表示】
 【出願番号】 特願2003-111839
【承継人】
 【識別番号】 503246015
 【氏名又は名称】 オムロンヘルスケア株式会社
【承継人代理人】
 【識別番号】 100064746
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 深見 久郎
【選任した代理人】
 【識別番号】 100085132
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 森田 俊雄
【選任した代理人】
 【識別番号】 100083703
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 仲村 義平
【選任した代理人】
 【識別番号】 100096781
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 堀井 豊
【選任した代理人】
 【識別番号】 100098316
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 野田 久登
【選任した代理人】
 【識別番号】 100109162
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 酒井 将行
【提出物件の目録】
 【物件名】 登記簿謄本 1
 【援用の表示】 平成15年8月8日付提出の特許第1667203号ほか125
 件に係る、会社分割による特許権移転登録申請書
 【物件名】 会社分割承継証明書 1
 【援用の表示】 平成15年8月8日付提出の特許第1667203号ほか125
 件に係る、会社分割による特許権移転登録申請書
【包括委任状番号】 0310572

特願 2 0 0 3 - 1 1 1 8 3 9

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [0 0 0 0 0 2 9 4 5]

1. 変更年月日 2 0 0 0 年 8 月 1 1 日

[変更理由] 住所変更

住 所 京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町 8 0 1 番地
氏 名 オムロン株式会社



特願 2 0 0 3 - 1 1 1 8 3 9

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [5 0 3 2 4 6 0 1 5]

1. 変更年月日 2 0 0 3 年 7 月 9 日

[変更理由] 新規登録

住 所 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地

氏 名 オムロンヘルスケア株式会社